

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 09-084793
 (43)Date of publication of application : 31.03.1997

(51)Int.Cl. A61B 8/14
 G06T 1/00
 G06T 7/00

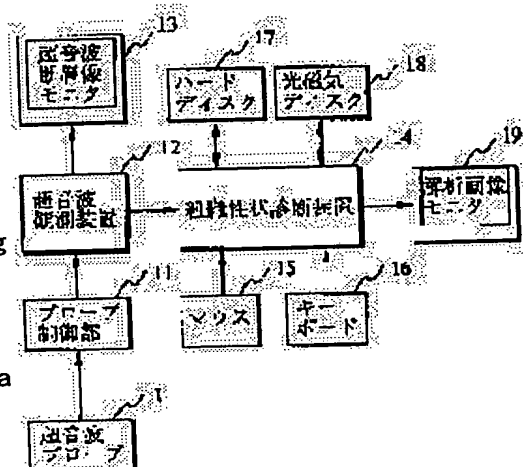
(21)Application number : 07-241957 (71)Applicant : OLYMPUS OPTICAL CO LTD
 (22)Date of filing : 20.09.1995 (72)Inventor : KAWASHIMA TOMONAO

(54) ULTRASONIC IMAGE PROCESSING DEVICE

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To precisely detect the boundary of an intended tissue in ultrasonic image processing by setting learning windows on a plurality of mutually different texture areas, and setting a reference for calculating similarity from the distribution of texture characteristic quantities of the learning window within a characteristic space.

SOLUTION: A probe control part 11 drives an ultrasonic probe 1 so as to perform the three-dimensional scanning of a subject. On the other hand, an ultrasonic observation device 12 successively forms a plurality of continued ultrasonic tomographic images from the echo signal of the subject, and successively outputs them to a tomographic image monitor 13 and a textural property diagnostic device 14. A learning window for gaining learning data of texture area is set on the ultrasonic tomographic image, and a texture characteristic quantity is calculated as learning data from the learning window. Further, a judgment window is moved on the ultrasonic tomographic image and successively set. In this case, learning windows are set on a plurality of different texture areas. The reference for calculating similarity is set by the distribution of texture characteristic quantities within the characteristic space.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision]

of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's
decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2000 Japan Patent Office

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平9-84793

(43) 公開日 平成9年(1997)3月31日

(51) Int. Cl. ⁶	識別記号	庁内整理番号	P I	技術表示箇所
A 6 1 B 8/14			A 6 1 B 8/14	
G 0 6 T 1/00			G 0 6 F 15/62	3 9 0 A
			15/70	4 6 5 A

審査請求 未請求 請求項の数 1 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願平7-241957

(22) 出願日 平成7年(1985)9月20日

(71) 出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72) 発明者 川島 知直

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ

ンパス光学工業株式会社内

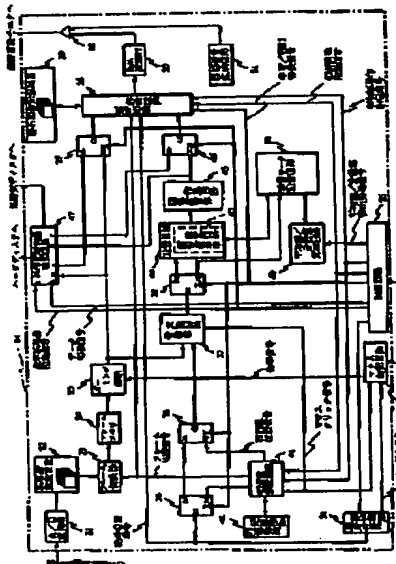
(74) 代理人 弁護士 伊藤 進

(54) 【発明の名称】 超音波画像処理装置

(57) 【要約】

【課題】 正確かつ確実に、目など管腔状臓器の表面や腔壁など注目組織の境界を検出する。

【解決手段】 マウス15が複数の学習态を設定し、異なるテクスチャ領域上に設定された学習态のテクスチャ特徴量を特徴空間上にプロットし、その空間上のテクスチャ特徴量の分布により類似度の基準を設定する類似度基準設定回路43を比較回路44が具備するよう構成されているため、画像内のテクスチャが領域ごとに分かれているときにはこれらを区別して学習でき、また、第1の組織が腔壁と似たテクスチャを持ち、第2の組織が腔壁と全く異なるテクスチャを持つような場合でも、第1の組織を腔壁と判断してしまう可能性が格段に少なくなり、胃など管腔状臓器の表面や腔壁などの注目組織の境界を検出する精度が格段に向上する。



- (19)【発行国】日本国特許庁(JP)
(12)【公報種別】公開特許公報(A)
5 (11)【公開番号】特開平9-84793
(43)【公開日】平成9年(1997)3月31日
(54)【発明の名称】超音波画像処理装置
(51)【国際特許分類第6版】
A61B 8/14
10 G06T 1/00
7/00
【FI】
A61B 8/14
G06F 15/62 390 A
15 15/70 465 A
【審査請求】未請求
【請求項の数】1
【出願形態】OL
【全頁数】13
20 (21)【出願番号】特願平7-241957
(22)【出願日】平成7年(1995)9月20日
(71)【出願人】
【識別番号】000000376
【氏名又は名称】オリンパス光学工業株式会社
25 【住所又は居所】東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(72)【発明者】
【氏名】川島 知直
【住所又は居所】東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
オリンパス光学工業株式会社内
30 (74)【代理人】
【弁理士】
【氏名又は名称】伊藤 進

35 (57)【要約】
【課題】正確かつ確実に、胃など管腔状臓器の表面や腫瘍など注目組織の境界を検出する。
【解決手段】マウス15が複数の学習窓を設定し、異なる
40 テクスチャ領域上に設定された学習窓のテクスチャ特徴量を特徴空間上にプロットし、その空間上のテクスチャ特徴量の分布により類似度の基準を設定する類似度基準設定回路43を比較回路44が具備するよう構成されているため、画像内のテクスチャが領域ごとに分か
45 いるときにはこれらを区別して学習でき、また、第1の組織が腫瘍と似たテクスチャを持ち、第2の組織が腫瘍と全く異なるテクスチャを持つような場合でも、第1の組織を腫瘍と判断してしまう可能性が格段に少なくなり、
50 胃など管腔状臓器の表面や腫瘍などの注目組織の境界を検出する精度が格段に向上する。

【特許請求の範囲】

- 55 【請求項1】被検体内に超音波を送受波しエコーデータを得る超音波プローブと、前記エコーデータより前記被検体内の超音波断層像を作成する超音波断層像作成手段と、前記超音波断層像を記憶する記憶手段と、前記超音波断層像上でテクスチャ領域の学習データを取得するための学習窓を設定する学習窓設定手段と、前記学習窓より学習データとしてテクスチャ特徴量を算出する学習データ算出手段と、前記超音波断層像上で半別窓を移動させて順次設定する半別窓設定手段と、前記半別窓より判別データとしてテクスチャ特徴量を算出する判別データ算出手段と、前記学習データと、前記判別データ算出手段によって算出された前記半別データの各々とを比較して、前記テクスチャ領域と前記半別窓に対応する組織との類似度を算出する比較手段とを備えた超音波画像処理装置において、前記学習窓設定手段が異なる複数の前記
60 テクスチャ領域上に前記学習窓を設定し、前記比較手段が異なる前記テクスチャ領域上に設定された前記学習窓のテクスチャ特徴量の特徴空間内での分布により類似度を算出する基準を設定する類似度基準設定手段を備えたことを特徴とする超音波画像処理装置。
70
75 詳細な説明

【発明の詳細な説明】

【0001】

- 【発明の属する技術分野】本発明は超音波画像処理装置、
80 更に詳しくは超音波振動子による3次元スキャンによって得られた観測部位の画像に基づき画像解析を行う部分に特徴のある超音波画像処理装置に関する。

【0002】

- 【従来の技術】特開平6-30937号公報等、従来より、ラジアルスキャンとリニアスキャンのように2つの異なるスキャンを組み合わせた3次元スキャンを行い、被検体の3次元のエコーデータを得ることができる超音波プローブとその制御装置が開示されている。

- 【0003】また、特開平7-47066号公報には、
90 胃など管腔状臓器の表面を検出し、同一画面に超音波断層像と陰影付けされた管腔の表面を合成して、表面の凹凸と診断に有用な超音波の階調情報を同時に観察できる超音波3次元画像処理が開示されている。

- 【0004】一方、テクスチャ解析により超音波断層像から注目組織に該当する組織を抽出し、組織の形状や腫瘍など周辺の組織と明確に識別ができないような状態の識別を可能とする超音波画像処理装置が知られている。

- 【0005】テクスチャ解析による超音波画像処理装置として、例えば特公平7-32777号公報、特公平7-34798号公報で開示されている装置は、注目組織のテクスチャパターンを抽出させる関心領域を設定し、探索領域と呼ばれる領域を移動させつつ順次設定して両領域のテクスチャ特徴量を比較する。そして探索領域の部分と注目組織の類似度を比較するよう構成されている。

また、この例では3次元的に組織を抽出する処理も開示されている。さらに、この例では類似度に応じて表示色などの表示状態を変化させて表示させることも開示されている。

- 5 【0006】また、特開平4-236952号公報で開示されている装置も関心領域と呼ばれる領域を順次走査させながらその中のテクスチャ特徴量を抽出してテクスチャ解析を行うよう構成されている。この装置では、超音波の分解能、S/N比、STC等に対応した画像解析を可能にするため、探触子の超音波伝搬方向に対応して画像解析パラメータ、関心領域の大きさを変化させてテクスチャ解析を行う。また、この装置の関心領域は超音波伝搬方向に対して水平、垂直に移動する様、画像平面上を円環状に移動する。このように関心領域の大きさを
- 10 変化させることで、腫瘍など関心のある組織が小さい領域に広がっているときには他のテクスチャ特徴が混入しない様にしてテクスチャを抽出することができる。

【0007】

- 【発明が解決しようとする課題】しかしながら、例えば胃組織のように、通常の生体組織は層構造が存在するなど、テクスチャの異なった複数の組織から構成されていることが多い。また、癌組織といってもその内部のエコーは均一ではないことがある。

- 20 【0008】例えば、図5に示すように、超音波断層像上に組織A、組織B、組織Cが存在することを考える。ここで、例えば組織Aが腫瘍を表すとする。

- 【0009】特公平7-32777号公報、特公平7-34798号公報に開示されている装置では、関心領域を1種類の組織でしか設定できないよう構成されているため、組織Bが腫瘍(組織A)と似たテクスチャを持ち、組織Cが腫瘍と全く異なるテクスチャを持つような場合、腫瘍と組織Cで決定された判断基準で組織Bを判断させたときに、組織Bを腫瘍と判断してしまう虞がある。

- 【0010】また、この装置では一度算出された類似度を記憶するよう構成されていなかったため、類似度により表示状態を変化させた画像を再表示させようとすると、再計算を必要とした。特に3次元画像を構成するためのデータは2次元画像のためのデータよりもはるかにデータ量が多く、類似度を算出する際にははるかに長い時間がかかる。そのため、再表示する際にはたいへん長い時間を待つ必要があるといった問題がある。

- 【0011】さらに、この装置では探索領域が移動しつつ順次設定される画像内の範囲が指定されていなかったため、探索領域が画像内の必要のない部分のテクスチャを抽出するなど処理を遅くなるといった問題もある。

- 【0012】また、特開平4-236952号公報に開示されている装置では、腫瘍など関心のある組織が小さい領域に広がっているときには、関心領域を小さくしなければならぬため、関心領域内の画素数が少なくなりテクスチャ特徴量を抽出する処理には適さないといった問題がある。

【0013】本発明は、上記事情に鑑みてなされたもの

であり、正確かつ確実に、胃など管腔状臓器の表面や腫瘍など注目組織の境界を検出することのできる超音波画像処理装置を提供することを目的としている。

【0014】

- 【課題を解決するための手段】本発明の超音波画像処理装置は、被検体内に超音波を送受波しエコーデータを得る超音波プローブと、前記エコーデータより前記被検体内の超音波断層像を作成する超音波断層像作成手段と、前記超音波断層像を記憶する記憶手段と、前記超音波断層像上でテクスチャ領域の学習データを取得するための学習窓を設定する学習窓設定手段と、前記学習窓より学習データとしてテクスチャ特徴量を算出する学習データ算出手段と、前記超音波断層像上で判別窓を移動させて順次設定する判別窓設定手段と、前記判別窓より判別データとしてテクスチャ特徴量を算出する判別データ算出手段と、前記学習データと、前記判別データ算出手段によって算出された前記判別データの各々とを比較して、前記テクスチャ領域と前記判別窓に対応する組織との類似度を算出する比較手段とを備えた超音波画像処理装置において、前記学習窓設定手段が異なる複数の前記テクスチャ領域上に前記学習窓を設定し、前記比較手段が異なる前記テクスチャ領域上に設定された前記学習窓のテクスチャ特徴量の特徴空間内での分布により類似度を算出する基準を設定する類似度基準設定手段を備えて構成される。

- 【0015】本発明の超音波画像処理装置では、前記学習窓設定手段が異なる複数の前記テクスチャ領域上に前記学習窓を設定し、前記類似度基準設定手段が異なる前記テクスチャ領域上に設定された前記学習窓のテクスチャ特徴量の特徴空間内での分布により類似度を算出する基準を設定することで、正確かつ確実に、胃など管腔状臓器の表面や腫瘍など注目組織の境界を検出することを可能とする。

【0016】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照しながら本発明の実施の形態について述べる。

- 【0017】図1ないし図9は本発明の一実施の形態に係わり、図1は超音波画像処理装置の構成を示す構成図、図2は図1の超音波プローブの構成を示す構成図、図3は図1の組織性状診断装置の構成を示すブロック図、図4は図1のマウスが設定する窓を説明する説明図、図5は図1の超音波プローブにより得られた超音波断層像を説明する説明図、図6は図3の判別窓移動回路の作用を説明する説明図、図7は図3の類似度基準設定回路の作用を説明する第1の説明図、図8は図3の類似度基準設定回路の作用を説明する第2の説明図、図9は図1の解析画像モニタに表示される超音波3次元画像の一例を示す図である。

【0018】(構成) 本実施の形態の超音波画像処理装置では、図2(a)に示すように、超音波プローブ1は、フレキシブルシャフト2の先端に、超音波を送受波する超音波振動子3が取り付けられており、全体をシース4

で覆うよう構成されている。

【0019】図1に示すように、フレキシブルシャフト2及び超音波振動子3の信号線は、超音波プローブ制御部11に接続されている。そして、プローブ制御部11は超音波観測装置12に超音波振動子3からのエコー信号を出力し、超音波観測装置12はエコー信号を信号処理して超音波断層像を生成し、この超音波断層像を超音波断層像モニタ13と組織性状診断装置14とに出力する。

【0020】組織性状診断装置14には、入力装置、例えばマウス15及びキーボード16が接続されており、マウス15及びキーボード16からの入力データに基づき超音波観測装置12からの超音波断層像の信号を信号処理し注目組織の境界を検出するようになっている。

【0021】また、組織性状診断装置14には、信号処理の過程で得られた超音波断層画像及び後述する類似度画像を記憶する外部記憶装置である、例えばハードディスク装置17、光磁気ディスク装置18が接続されており、後述する信号処理により得られた解析画像を解析画像モニタ19に表示するようになっている。

【0022】前記組織性状診断装置14を詳細に説明すると、図3に示すように、組織性状診断装置14では、超音波観測装置12からの超音波断層像をA/D変換器21によりA/D変換し、A/D変換器21はデジタル信号となった超音波断層像を断層像記憶回路22に出力し、断層像記憶回路22が超音波断層像を記憶するようになっている。

【0023】断層像記憶回路22にはフレーム切換器23が接続されており、フレーム切換器23は断層像記憶回路22に記憶された超音波断層像のフレームを選択的にフレームメモリ24に出力する。さらに、この超音波断層像はフレームメモリ24を介してズーム回路25に出力される。

【0024】そして、このズーム回路25には制御回路26からの倍率信号が入力されており、ズーム回路25が倍率信号に基づき超音波断層像のズーム処理を行うようになっている。

【0025】ズーム回路25の出力は、第1切換器27の入力端子Cに出力され、第1切換器27の出力端子Oは、超音波断層像を解析処理して解析画像を作成する後述する解析画像作成回路28に接続されている。

【0026】解析画像作成回路28には、後述する絶対位置算出回路34からの絶対位置信号及び制御回路26からの学習/判別切換信号と判別領域指定信号、判別断層像指定信号が入力され、解析画像作成回路28はこれらの信号に基づき解析処理を行い前記解析画像を作成すると共に、解析画像記憶回路29にアクセスし解析画像記憶回路29に解析画像を記憶させる。解析画像作成回路28により作成された解析画像は、D/A変換器30に出力されD/A変換される。

【0027】D/A変換器30から出力された解析画像は、同期信号生成回路31からの同期信号と共に混合増

幅回路32に出力され、混合増幅回路32により解析画像が前記解析画像モニタ19に表示される。

【0028】一方、前記のマウス15及びキーボード16は、マウス制御回路33及び前記制御回路26にそれぞれ接続されており、マウス15からの入力を受けマウス制御回路33はマウス移動信号を絶対位置算出回路34に出力し、キーボード16からの入力を受け制御回路26は、例えば前記倍率信号を前記ズーム回路25と絶対位置算出回路34に出力するようになっている。そして、絶対位置算出回路34は、マウス移動信号に基づき超音波断層像上での後述する学習窓の絶対座標を算出し、第2切換器35の入力端子Iと前記解析画像作成回路28に絶対座標を出力するようになっている。

【0029】第2切換器35の出力端子Aは第3切換器36の入力端子Aに接続され、第3切換器36の出力端子Oは、テキスト特徴量を算出する特徴量算出回路37に接続されている。この特徴量算出回路37には前記ズーム回路25の出力とマウス制御回路33からのマウスクリック信号とが入力され、特徴量算出回路37は第4切換器38の入力端子Iにテキスト特徴量を出力するようになっている。

【0030】ところで、これら第2切換器35、第3切換器36、第4切換器38の切換端子Xには制御回路26から、後述する学習処理と判別処理に応じた学習/判別切換信号が入力されており、各々の切換器は、この学習/判別切換信号により入力または出力を端子A、Bのうちいづれかに切り換えるようになっている。

【0031】第4切換器38の出力端子Aは、後述する学習処理によりマウス15によって設定される超音波断層像上の学習窓で得られる学習データとしてのテキスト特徴量を記憶する学習データ記憶回路39に接続されている。また、学習データ記憶回路39には平均値/分散値算出回路40も接続されており、この平均値/分散値算出回路40には学習データ記憶回路39に記憶されている学習データの平均値/分散値の算出を開始するための制御回路26からの平均値/分散値算出開始信号が入力されている。

【0032】第2切換器35の出力端子Bは判別窓移動回路41に接続されており、この判別窓移動回路41は、後述する判別処理のためにマウス15によって設定される超音波断層像上の判別領域を、キーボード16により設定される制御回路26からの判別領域指定信号、判別断層像指定信号及びマウス制御回路33からのマウスクリック信号とに基づき判別領域記憶回路42に記憶させるようになっている。そして、判別窓移動回路41は第3切換器36の入力端子Bに後述する判別窓位置信号を、フレーム切換器23と解析画像作成回路28にフレーム切換信号を出力するようになっている。

【0033】一方、学習データ記憶回路39には、内部に類似度基準設定回路43を有する比較回路44が接続されており、比較回路44は第4切換器38の出力端子Bからの出力値と、学習データ記憶回路39にアクセス

して得た値との比較値を類似度画像作成回路45に出力するようになっている。この類似度画像作成回路45は後述する類似度画像を作成し、出力端子Oが解析画像作成回路28に接続された第5切換器46の入力端子Cに出力するようになっている。

【0034】外部記憶装置制御回路47は、前記のハードディスク装置17、光磁気ディスク装置18にアクセスするインターフェイスであって、外部記憶装置制御回路47の第1制御端子Xには制御回路26からデータ切換信号が、第2制御端子Yには制御回路26から表示断層像指定信号が入力する。また、外部記憶装置制御回路47の断層像入力端子Eにはズーム回路25からの信号が入力し、類似度画像入力端子Fには類似度画像作成回路45からの信号が入力する。さらに、外部記憶装置制御回路47の断層像出力端子eは第1切換器27の入力端子Dに接続し、類似度画像出力端子fは第5切換器46の入力端子Dに接続されている。なお、この第1切換器27と第5切換器46の切換端子Xには制御回路26からデータ切換信号が入力しており、各々はこの信号により入力を端子C、Dのうちいずれかに切り換えるようになっている。

【0035】(作用) 次に、このように構成された超音波画像処理装置の学習処理の動作について説明する。

【0036】超音波プローブ制御部11は、図2に示すように、ラジアルスキャン(図2(a))とリニアスキャン(図2(b))を組み合わせて被検体の3次元スキャンを行うように超音波プローブ1を駆動する(図2(c))。

【0037】図1に示すように、超音波観測装置12では超音波プローブ制御部11を介し、超音波プローブ1の3次元スキャンによって得られた被検体のエコー信号より連続した複数の超音波断層像を順次作成し、断層像モニタ13と組織性状診断装置14に順次出力する。そして、断層像モニタ13ではこの超音波断層像を順次表示する。

【0038】組織性状診断装置14においては、図3に示すように、断層像記憶回路22にA/D変換器21でA/D変換された連続した、例えば100枚の超音波断層像を記憶する。フレーム切換器23はこの複数の超音波断層像のうち、フレーム切換信号で指定された1枚を選択する。フレームメモリ24はこの選択された超音波断層像を記憶する。ズーム回路25はフレームメモリで選択された超音波断層像を倍率信号で指定された倍率で拡大し、第1切換器27の入力端子Cに出力する。この倍率はキーボード16で設定する。

【0039】第1切換器27は、データ切換信号の内容が「ライブデータ」を指示するものであるときには入力を入力端子Cに切り換える。そのため、拡大された超音波断層像は解析画像作成回路28に入力する。このデータ切換信号の内容はキーボード16で設定する。

【0040】一方、操作者がマウス15を動かすとマウス制御回路33はその移動距離情報をマウス移動信号として出力する。絶対位置算出回路34は、マウス移動信

号より超音波断層像上での学習窓の絶対座標を算出し、この座標を倍率信号による拡大倍率の情報で変換を行う。

【0041】なお、図4に示すように、この学習窓は超音波断層像上で超音波振動子3からの距離に応じた扇形の形をしているものとする。このとき、絶対位置信号が示す学習窓の位置は画素Pで示したように、扇形の中心線上にある超音波振動子3に最も近い画素で代表させるものとする。

【0042】そして、この絶対座標で位置を示された学習窓が超音波振動子3からの音線に正対するよう、学習窓の位置と配向の情報を絶対位置信号として出力する。一方、解析画像作成回路28は、学習/判別切換信号の内容が「学習」を指示するものであるときには、この絶対位置信号とズーム回路25で拡大された超音波断層像を重ねて出力する。ところで、この学習/判別切換信号はキーボード16で設定する。

【0043】D/A変換器30はこの重ね画像をD/A変換する。混合増幅回路32は、D/A変換後の画像を解析画像モニタ19に出力できるよう、同期信号生成回路31で生成された同期信号と混合する。解析画像モニタ19は混合された重ね画像を表示する。

【0044】操作者は、このようにして、拡大された超音波断層像上で学習窓を移動させることができる。

【0045】以下、図5に示すように拡大された超音波断層像上の異なる領域で複数の学習窓を設定させる方法を説明する。なお、図5においては、超音波断層像上に組織A、組織B、組織Cが存在することを考える。

【0046】第2切換器35と第3切換器36は学習/判別切換信号の内容が「学習」を指示するものであるときには、入力もしくは出力をAに設定する。このため、絶対位置信号はそのまま特徴量算出回路37に出力される。

【0047】特徴量算出回路37は、マウスクリック信号が入力される度に、ズーム回路25で拡大された拡大画像を参照し、この拡大画像のうちの絶対位置信号で設定された学習窓内のテクスチャ特徴量を算出する。第4切換器38は学習/判別切換信号の内容が「学習」を指示するものであるときには、出力を出力端子Aに設定する。このテクスチャ特徴量はマウスクリック信号が入力する度に、学習データ記憶回路39にアドレスを変えて書き込まれる。

【0048】ところで、このマウスクリック信号は、マウス15のクリックによりマウス制御回路33を介して送信される。そのため、マウス15を移動させてクリックする度にその座標に対応する学習窓のテクスチャ特徴量が計算され、学習データ記憶回路39に書き込まれることになる。

【0049】平均値/分散値算出回路40は、平均値/分散値算出信号が入力すると、学習データ記憶回路39に格納されているテクスチャ特徴量を読みだし、その平均値と分散値を算出する。また用いられているテクスチャ特徴量が複数種類の時にはそれぞれの共分散値も算出する。算出された平均値と分散値、共分散値はアドレス

を変えて再び学習データ記憶回路39に格納される。この
の平均値/分散値算出信号はキーボード16からの入力
を受けて送信される。

5 【0050】このように、マウス15のクリックとキー
ボード16の操作を繰り返すことで、図5で示したよう
な組織Aの学習窓が設定される。そして、この学習窓内
のテクスチャ特徴量の平均値と分散値、共分散値が計算
され、学習データ記憶回路39に書き込まれることにな
る。更に、組織B、組織C、内腔についても同様の作業
10 を繰り返せば、各々のテクスチャ特徴量の平均値と分散
値、共分散値が学習データ記憶回路に書き込まれる。

【0051】次に判別動作について説明を行う。

【0052】一連の学習の動作が完了したときに、操作
者はキーボード16を介して学習/判別切換信号を”判
15 別”を指示する内容に切り換える。こうすると第2切換器
35は出力を出力端子Bに切り換える。従って、マウス
移動信号より絶対位置算出回路34で絶対位置信号とし
て算出された超音波断層像上の窓の絶対座標と配向の情
報は、判別窓移動回路41に出力される。

20 【0053】判別窓移動回路41は、判別領域指定信号
の内容が”判別領域指定中”を指示するものであるとき、
マウスクリック信号の入力と同時にこの絶対座標と配向
の情報を判別領域記憶回路42に書き込む。この判別領
域指定信号はキーボード16により設定される。

25 【0054】ところで、解析画像作成回路28は”学習”
動作時と同じく判別領域指定信号の内容が”判別領域指
定中”であるとき、拡大された超音波断層像と絶対位置信
号によって位置を示される三角形のカーソルを重畳して
出力するため、解析画像モニタ19上には図6のように
30 拡大された超音波断層像上で判別領域を指定すること
ができる。カーソルは図6に三角形の指示表示として示さ
れている。ここで、解析画像モニタ19上で、操作者が
図6上の点P、Q、Rで示した点にカーソルを動かし、
35 マウス15をクリックすることによって、腫瘍を抽出す
る判別処理を行う扇形の判別領域が判別領域記憶回路4
2に格納されることになる。

【0055】判別窓移動回路41は判別領域記憶回路4
2に格納された判別領域を参照し、判別窓位置信号を適
当な数を加算しながら順次更新して出力していく。そし
て、判別窓位置信号で指定する判別窓の座標が判別領域
40 からはみ出しそうになったときにリセットをかけ修正す
る。このとき、判別窓移動回路41は判別窓が常に超音
波振動子3からの音線に正対するような配向をとるよう
に設定する。

45 【0056】このようにして、図6に矢印で示した判別
領域の中で、判別窓が常に超音波振動子3からの音線に
正対するような走査が実現する。さらに、判別窓も学習
窓と同様、図4で示されたような扇形の形状を持つもの
とする。

50 【0057】学習/判別切換信号が”判別”を指示する内
容であるときには、第3切換器36は入力を入力端子B
に切り換えているため、判別窓位置信号は特徴量算出回

路37に出力する。特徴量算出回路37は、学習窓のと
きと同じく、ズーム回路25で拡大された拡大画像
55 を参照し、この拡大画像のうちの判別窓位置信号で位置
を示された判別窓内のテクスチャ特徴量を算出する。第
4切換器38は、学習/判別切換信号が”判別”を指示す
る内容であるときには、出力を出力端子Bに切り換えて
いるため、判別窓の位置とテクスチャ特徴量は、比較回
路44に出力される。

【0058】比較回路44は、学習データ記憶回路39
にアクセスし、書き込まれている組織A、組織B、組織
C、内腔の各テクスチャ領域ごとのテクスチャ特徴量の
平均値と分散値、共分散値を読み出し、判別窓内のテク
スチャ特徴量とを比較して両者の類似度を算出する。

【0059】この比較回路44の動作の詳細を以下に述
べる。比較回路44内に設けられた類似度基準設定回路
43は、学習データ記憶回路39に書き込まれている組
織A、組織B、組織C、内腔の各テクスチャ領域ごとの
70 テクスチャ特徴量の平均値と分散値、共分散値から予測
される各組織のテクスチャ特徴量の分布を、これらのテ
クスチャ特徴量を直交座標にもつ特徴空間内にプロット
する。このプロットを図7に示す。

【0060】図7ではテクスチャ特徴量として f_1 、 f_2 、
75 f_3 の3種類を用いており、例えば窓内の輝度平均値、
輝度分散値、輝度値の凹凸の深さなど窓内のテクスチャ
を定量的に測定できるパラメータを用いている。図7中、
+、○、□、◇で示した点は、それぞれ図5中に示されて
いる学習窓を特徴空間内にプロットしたときの点であり、
80 これらは各組織毎にかたまわって分布するはずである。ま
た、 μ^A 、 μ^B 、 μ^C 、 μ (内) と示されている点は、組織A、
組織B、組織C、内腔の各テクスチャ領域ごとの平均値
を表したものであり、平均値/分散値算出回路40によ
り以下の式で算出される。

85 【0061】

【数1】

$$\mu^A = \begin{pmatrix} \mu_1^A \\ \mu_2^A \\ \mu_3^A \end{pmatrix}$$

ここで、 μ_1^A 、 μ_2^A 、 μ_3^A : それぞれ組織Aに属する学習窓
90 のテクスチャ特徴量 f_1 、 f_2 、 f_3 の平均値また、 μ^A 、 μ^B 、
 μ^C 、 μ (内) の周囲に示されている楕円体は任意の方向
への分散値を示したもので、例えば μ^A の周囲の楕円体
の方程式は以下の通り記述され、このうち共分散行列 Σ^A
は平均値/分散値算出回路40により算出される。

95 【0062】 $(x - \mu^A)^T (\Sigma^A)^{-1} (x - \mu^A) = p$ ここで、
【数2】

$$x = \begin{pmatrix} f_1 \\ f_2 \\ f_3 \end{pmatrix}$$

$t_x = (x \text{ の転置行列}) = (f_1, f_2, f_3)$

$(\Sigma A)^{-1} = \text{共分散行列 } \Sigma A \text{ の逆行列【数3】}$

$$\Sigma A = \begin{pmatrix} \sigma_{11}^A & \sigma_{12}^A & \sigma_{13}^A \\ \sigma_{21}^A & \sigma_{22}^A & \sigma_{23}^A \\ \sigma_{31}^A & \sigma_{32}^A & \sigma_{33}^A \end{pmatrix}$$

5 $\sigma_{ij}^A (i=1,2,3)$: テクスチャ特徴量 f_i の組織Aについての分散値
 $\sigma_{ij}^A (i,j=1,2,3)$: テクスチャ特徴量 f_i と f_j の組織Aについての共分散値 $p=1$ 次に類似度基準設定回路43は組織Aと組織Bに注目して両方の分布が最も分離される方向に斜影する。この方向を図7中にdとして示す。

10 また、両分布のdへの斜影像を図8に示す。 μ^A 、 μ^B はそれぞれ μ^A 、 μ^B の斜影像である。dの方向は以下の式で近似する。

【0063】 $d = \{(\Sigma A + \Sigma B) / 2\}^{-1} (\mu^A - \mu^B)$

さらに、類似度基準設定回路43は両斜影像の間に敷居値 α を設ける。 α は $\mu^A \sim \mu^B$ 間を楕円体のdへの斜影像の裾の広がり方で内分した点である。内分比は、 $t d \Sigma A d : t d \Sigma B d$ と表される。

【0064】このあと、類似度基準設定回路43は特徴空間内に半判別窓のテクスチャ特徴量をプロットする。このプロットを図7にxで示す。

【0065】その後、比較回路44は、このxをd方向に斜影する。これを図8の θ で示す。比較回路44は、この θ が α を敷居値として μ^A と μ^B のどちら側にあるかで判別窓の属するテクスチャ領域を判別する。この場合

25 はxは組織Bに属する。
【0066】さらに、比較回路44と類似度基準設定回路43はこの一連の処理を μ^A 、 μ^B 、 μ^C 、 μ (内)の各組み合わせのそれぞれに繰り返し、各組み合わせへの斜影像において、xがどちら側にあるか判別された数の最も多い方で、判別窓が最終的に組織A、組織B、組織C、内腔のうちのどのテクスチャ領域に属するかを判別する。

【0067】そして、比較回路44は半判別窓の位置と、判別窓が属する内腔、組織A、組織B、組織Cの各テクスチャ領域の属性を類似度画像作成回路45に出力する。

35 【0068】類似度画像作成回路45は、判別窓の属するテクスチャ領域に応じて異なった色をつけた類似度画像を作成する。データ切換信号が“ライブデータ”を指示する内容のときには、第1切換器27と第5切換器46は入力を入力端子Cに切り換えるため、ズーム回路40 25で拡大された超音波断層像と、類似度画像は解析画像作成回路28に出力される。解析画像作成回路28はこの拡大された超音波断層像と類似度画像を重畳する。

【0069】判別窓移動回路41は、1枚の超音波断層像の判別領域内の判別が全て終わったときにフレーム切換信号を出力する。解析画像作成回路28はフレーム切換信号が入力されると1枚の重畳画像を解析画像記憶回路29へ書き込む。そして、同じ判別領域で判別断層像指定信号で指定されたうちの別の拡大像を判別する。この判別断層像指定信号は、操作者がキーボード16にて

50 断層像記憶回路22に取り込まれている連続した100枚の画像のうち何番目から何番目までを処理するか設定したものである。

【0070】こうして一連の処理を繰り返すことにより、操作者がキーボード16で設定した連続した複数の超音波断層像の拡大された超音波画像について、各々の類似度画像を作成し、類似度画像と拡大像を重畳して、解析画像記憶回路29へ格納する。

【0071】解析画像作成回路28は、半判別断層像指定信号で指定された連続した複数の超音波断層像すべてについて解析画像記憶回路29へ書き込んだ後、一括して読込みを行い、光線処理、陰面消去などの処理を施し、3次元画像を作成する。この際、内腔にあたる部分を透視させるため、内腔と判別された判別窓にあたるデータを省く。また、組織A、組織B、組織Cと判別された判別窓にあたるデータには、各々の表示色を変化させる。この後に続く、解析画像作成回路28、D/A変換器30、同期信号生成回路31、混合増幅回路32、解析画像モニタ19の作用は前述の通りである。このようにして、例えば図9に示すように組織A、組織B、組織Cとの類似度に応じて表示色を変化させ、内腔を透視させた超音波3次元画像が解析画像モニタ19上に出力される。

【0072】次に外部記憶装置47の動作について説明を行う。

【0073】外部記憶装置制御回路47は、データ切換信号が“ライブデータ”を指示する内容のときには、断層像入力端子E、類似度画像入力端子Fより入力を行い、ズーム回路25で順次拡大された連続する複数の超音波断層像と、類似度画像作成回路45で作成された類似度画像をハードディスク装置17、光磁気ディスク装置18に書き込む。すなわち、ハードディスク装置17、光磁気ディスク装置18には、100枚の連続する超音波断層像、及び、超音波断層像上で順次設定された判別窓ごとに算出された類似度が、その座標ごとに格納されることになる。

85 【0074】一方、データ切換信号が“3次元ロードデータ”を指示する内容のときには、外部記憶装置制御回路47は、ハードディスク装置17、光磁気ディスク装置18に記憶された連続する複数の超音波断層像と、それに対応する類似度画像を読み出し、断層像出力端子e、類似度画像出力端子fより出力を行う。データ切換信号が“3次元ロードデータ”を指示する内容のときには、第1切換器27と第5切換器46は入力を入力端子Dに切り換える。このため、読み出された超音波断層像と類似度画像は解析画像作成回路28に出力される。解析画像作成回路28は、超音波断層像の入力が複数枚であったときには、図9に示すような超音波3次元画像を作成する。この後に続く、D/A変換器30、同期信号生成回路31、混合増幅回路32、解析画像モニタ19の作用は前述の通りであり、同様に、組織A、組織B、組織Cとの類似度に応じて表示色を変化させた超音波3次元画像が解析画像モニタ19上に出力される。

【0075】更に、データ切り換え信号が”2次元ロードデータ”を指示する内容であるときには、外部記憶装置制御回路47はハードディスク装置17、光磁気ディスク装置18に超音波断層像のうち表示断層像指定信号で指定された1枚の超音波断層像と、それに対応する類似度画像を読み出し、断層像出力端子e、類似度画像出力端子fより出力を行う。この表示断層像指定信号の内容はキーボード16で設定する。データ切換信号が”2次元ロードデータ”を指示する内容のときには、第1切換器27と第5切換器46は入力を入力端子Dに切り換える。このため、読み出された超音波断層像と類似度画像は解析画像作成回路28に出力される。解析画像作成回路28は、超音波断層像の入力が1枚であったときには、超音波断層像とそれに対応する類似度画像を重畳する。この後に続く、D/A変換器30、同期信号生成回路31、混合増幅回路32、解析画像モニタ19の作用は前述の通りであり、同様に、組織A、組織B、組織Cとの類似度に応じて表示色を変化させた超音波断層像が解析画像モニタ19上に出力される。

【0076】(効果) このようにマウス15が複数の学習窓を設定し、異なるテクスチャ領域上に設定された学習窓のテクスチャ特徴量を特徴空間上にプロットし、その空間上のテクスチャ特徴量の分布により類似度の基準を設定する類似度基準設定回路43を比較回路44が具備するよう構成されているため、内腔、組織A、組織B、組織Cのように画像内のテクスチャが領域ごとに分かれているときにはこれらを区別して学習できる。図5に示したように、例えば組織Aが腫瘍を表すとして、組織Bが腫瘍(組織A)と似たテクスチャを持ち、組織Cが腫瘍と全く異なるテクスチャを持つような場合でも、組織Bを腫瘍と判断してしまう可能性が従来の技術より格段に少なくなり、胃など管腔状臓器の表面や腫瘍などの注目組織の境界を検出する精度が格段に向上する。

【0077】また、一種類の組織の中で複数の学習窓を設定し、そのテクスチャ特徴量の平均値と分散値などの統計値から算出される基準により学習データと判別データの各々とを比較して、テクスチャ領域と判別窓に対応する組織との類似度を比較するよう構成されているので、組織A、組織B、組織C、内腔の各テクスチャ領域において、学習動作時に生じるテクスチャ特徴量のばらつきを押さえて類似度を算出することができる。そのため、やはり注目組織の境界を検出する精度が向上する。

【0078】また、超音波断層像を拡大するズーム回路25を設け、拡大された超音波断層像より学習窓と判別窓を設定するよう構成されているので、超音波断層像上の小さな組織の中でも、学習窓内に複数のテクスチャ領域が混入することが無く、学習窓と判別窓を画素数を少なくすることなく設定することができ、注目組織の境界を検出する精度が向上する。

【0079】さらに、連続する複数の超音波断層像のうち特定の画像で学習窓を設定し、この特定の超音波断層像を含む連続した複数の超音波断層像の各々に対して判

別窓を移動させて順次設定して判別を行ったため、複数の超音波断層像でも操作が簡単に内腔の検出ができる。従って、図9のように胃など管腔状臓器の表面を検出し、同一画面に超音波断層像と陰影付けされた管腔の表面を合成して、表面の凹凸と診断に有用な超音波の階調情報を同時に観察できる超音波3次元画像を簡単に作成することができる。連続した複数の超音波断層像は、3次元スキャンにより互いに少しずつ位置を変えて撮られたものであり、図5に示した組織A、組織B、組織C、内腔のような組織のテクスチャ特徴量は各超音波断層像同士で似てくる。従って、このように特定の画像で取った学習データを用いて、連続する複数の超音波断層像のうちの他の超音波断層像を判別させても成績良く判別が可能である。

【0080】また、学習したデータとの類似度を判別窓の座標ごとに記憶するハードディスク35、光磁気ディスク36、及びこれらを制御する外部記憶装置制御回路34を設け、記憶された類似度に応じて超音波断層像の表示状態を変化させる解析モニタ19を設けたため、類似度を再表示させようとするときに再計算の必要がなく、注目組織との類似度の表示を高速に行うことができる。

【0081】さらに、判別窓が順次移動し設定される超音波断層像内の領域を指定する判別窓移動回路41を設けたため、判別窓が画像内の必要のない部分のテクスチャを抽出することなく注目組織の境界を検出する処理を効率的に行うことができる。

【0082】また、本実施の形態では、制御回路26が表示断層像指定信号とデータ切換信号の内容を変更して外部記憶装置制御回路47に出力し、解析画像作成回路28が入力する超音波断層像が複数枚か1枚かによって、連続した複数の超音波断層像を類似度画像と重畳して超音波3次元画像を出力するか、1枚の超音波断層像とそれに対応した類似度画像を重畳して出力するかの処理を分けたため、本実施の形態の超音波画像処理装置を用いるだけで、2次元と3次元の両方の超音波画像でテクスチャ領域との類似度を観察することができる。

【0083】また、図5、図6に示したように、学習窓、判別窓を超音波振動子からの音線に正対するよう走査、設定する構成にしたため、どの位置でも同じ条件でテクスチャ特徴量の算出ができる。また、図4に示したように、学習窓、判別窓の形状を扇形にしたため、遠方ほどビームが広がる超音波ビームの特性に応じたテクスチャ特徴量の算出ができる。

【0084】(変形例) なお、学習窓、判別窓を設定するものとしてマウスを用いて説明したが、これに限らず、例えばトラックボールの様な他の指示器を用いても良い。

【0085】また、テクスチャ特徴量は3種類用いたが、他に何種類用いても全く差し支えなく、また、1種類、2種類であっても差し支えない。また、画像のテクスチャを代表するようなパラメータであればどのようなパラメータを用いても差し支えない。

【0086】さらに、楕円体の方程式で $p=1$ としたが、

$p > 0$ であれば差し支えない。また、内分点 a の内分比は分散を用いずに例えば p^A と p^B の中点でも良い。

【0087】また、特徴空間中に割り当てられる配色は本実施の形態に上げられたものと他の色を用いても一向に差し支えない。さらに、色だけではなく明度や彩度など表示状態を変化させる方法であれば他の方法を用いても差し支えない。

【0088】また、使用する外部記憶装置は、例えば、書き込み型のCD-ROMの様に、ハードディスク、光磁気ディスク以外の記録装置であっても一向に差し支えない。

【0089】さらに、学習窓、判別窓の位置を代表させる点は上述のように扇形の中心線上にある超音波振動子に最も近い画素で代表させるものでなくとも差し支えない。例えば、扇形の学習窓の四隅の頂点のうちの1点でも良い。

【0090】〔付記〕

(付記項1) 被検体内に超音波を送受波しエコーデータを得る超音波プローブと、前記エコーデータより前記被検体内の超音波断層像を作成する超音波断層像作成手段と、前記超音波断層像を記憶する記憶手段と、前記超音波断層像上でテクスチャ領域の学習データを取得するための学習窓を設定する学習窓設定手段と、前記学習窓より学習データとしてテクスチャ特徴量を算出する学習データ算出手段と、前記超音波断層像上で判別窓を移動させて順次設定する判別窓設定手段と、前記判別窓より判別データとしてテクスチャ特徴量を算出する判別データ算出手段と、前記学習データと、前記判別データ算出手段によって算出された前記判別データの各々とを比較して、前記テクスチャ領域と前記判別窓に対応する組織との類似度を算出する比較手段とを備えた超音波画像処理装置において、前記学習窓設定手段が異なる複数の前記テクスチャ領域上に前記学習窓を設定し、前記比較手段が異なる前記テクスチャ領域上に設定された前記学習窓のテクスチャ特徴量の特徴空間内での分布により類似度を算出する基準を設定する類似度基準設定手段を備えたことを特徴とする超音波画像処理装置。

【0091】(付記項2) 被検体内に超音波を送受波しエコーデータを得る超音波プローブと、前記エコーデータより前記被検体内の超音波断層像を作成する超音波断層像作成手段と、前記超音波断層像を記憶する記憶手段と、前記超音波断層像上でテクスチャ領域の学習データを取得するための学習窓を設定する学習窓設定手段と、前記学習窓より学習データとしてテクスチャ特徴量を算出する学習データ算出手段と、前記超音波断層像上で判別窓を移動させて順次設定する判別窓設定手段と、前記判別窓より判別データとしてテクスチャ特徴量を算出する判別データ算出手段と、前記学習データと前記判別データ算出手段によって算出された前記判別データの各々とを比較して、前記テクスチャ領域と前記判別窓に対応する組織との類似度を算出する比較手段とを備えた超音波画像処理装置において、前記超音波プローブが被検体

の3次元の該エコーデータを得ることができるよう前記超音波プローブを制御する3次元制御手段を備え、前記超音波断層像作成手段が連続した複数の超音波断層像を作成し、前記記憶手段が複数の該超音波断層像を記憶し、前記学習窓設定手段が複数の該超音波断層像のうち特定の超音波断層像に対して該学習窓を設定し、前記判別窓設定手段が、該学習窓が設定された特定の該超音波断層像を含む連続した複数の該超音波断層像の各々に対して該判別窓を移動させて順次設定することを特徴とする超音波画像処理装置。

【0092】(付記項3) 前記学習窓設定手段が異なる複数の前記テクスチャ領域上に前記学習窓を設定し、前記比較手段が、異なる前記テクスチャ領域上に設定された前記学習窓のテクスチャ特徴量の特徴空間内での分布により類似度を算出する基準を設定する類似度基準設定手段を備えたことを特徴とする付記項2に記載の超音波画像処理装置。

【0093】(付記項4) 前記類似度基準設定手段が、前記学習データ算出手段によって前記学習窓ごとに算出された前記学習データの統計値を算出する統計値算出手段を具備し、前記統計値から類似度を算出する基準を設定することを特徴とする付記項1または3に記載の超音波画像処理装置。

【0094】(付記項5) 前記類似度基準設定手段が、異なる複数の前記テクスチャ領域のうち2つのテクスチャ領域上に設定された前記学習窓のテクスチャ特徴量の前記特徴空間内での分布を、前記2つの分布が最も分離される方向に斜影し、これを他のテクスチャ領域の組み合わせに対して繰り返すことを特徴とする付記項4に記載の超音波画像処理装置。

【0095】(付記項6) 前記超音波断層像を拡大する拡大手段を備え、前記学習窓設定手段が、拡大された該超音波断層像より前記学習窓を設定し、前記判別窓設定手段が、拡大された該超音波断層像より前記判別窓を設定することを特徴とする付記項1、2、3、4または5のいずれか1つに記載の超音波画像処理装置。

【0096】(付記項7) 前記類似度を、順次移動し設定される前記判別窓の座標ごとに記憶する類似度記憶手段と、前記類似度記憶手段によって記憶された前記類似度に応じ、前記超音波断層像の表示状態を変化させて表示する表示手段とを備えたことを特徴とする付記項1、2、3、4、5または6のいずれか1つに記載の超音波画像処理装置。

【0097】(付記項8) 前記判別窓が順次移動し設定される前記超音波断層像内の領域を指定する判別領域指定手段を備えたことを特徴とする付記項1、2、3、4、5、6または7のいずれか1つに記載の超音波画像処理装置。

【0098】(付記項9) 前記類似度を、順次移動し設定される前記判別窓の座標毎に記憶する類似度記憶手段と、複数の前記超音波断層像より超音波3次元画像を作成する3次元処理手段と、前記類似度記憶手段によって

- 記憶された前記類似度に応じ、前記超音波 3 次元画像の表示状態を変化させて表示する表示手段とを備えたことを特徴とする付記項 2 または 3 に記載の超音波画像処理装置。
- 5 【0099】(付記項 10) 前記判別窓が順次移動し設定される連続した複数の前記超音波断層像内の超音波断層像もしくは超音波断層像内の領域を指定する 3 次元判別領域指定手段を備えたことを特徴とする付記項 2、3 または 9 のいずれか 1 つに記載の超音波画像処理装置。
- 10 【0100】本発明の付記 7、9 に係る目的は、注目組織との類似度の表示を高速に行うことのできる超音波画像処理装置を提供することを目的とする。
- 【0101】本発明の付記項 8、10 に係る目的は、注目組織の境界を検出する処理を効率的に行う超音波画像処理装置を提供することを目的とする。
- 15 【0102】本発明の付記項 2 に係る超音波画像処理装置の作用は、超音波プローブは、被検体内に超音波を送受波し、エコーデータを得る。3 次元制御手段は超音波プローブが被検体の 3 次元のエコーデータを得ることができるように超音波プローブを制御する。
- 20 【0103】超音波断層像作成手段は、エコーデータより被検体内の連続した複数の超音波断層像を作成する。
- 【0104】記憶手段は、複数の超音波断層像を記憶する。学習窓設定手段は、超音波断層像上でテクスチャ領域の学習データを取得するための学習窓を複数の超音波断層像のうち特定の超音波断層像に対して設定する。
- 25 【0105】学習データ算出手段は、学習窓より学習データとしてテクスチャ特徴量を算出する。判別窓設定手段は、学習窓が設定された特定の超音波断層像を含む連続した複数の超音波断層像の各々に対して判別窓を移動させて順次設定する。
- 30 【0106】判別データ算出手段は、判別窓より判別データとしてテクスチャ特徴量を算出する。
- 【0107】比較手段は、学習データと、判別データ算出手段によって算出された判別データの各々とを比較して、テクスチャ領域と判別窓に対応する組織との類似度を算出する。
- 35 【0108】本発明の付記項 3 に係る超音波画像処理装置の作用は、学習窓設定手段は、異なる複数のテクスチャ領域上に学習窓を設定する。類似度基準設定手段は、異なるテクスチャ領域上に設定された学習窓のテクスチャ特徴量の特徴空間内での分布により類似度を算出する基準を設定する。
- 40 【0109】比較手段は、学習データと、判別データ算出手段によって算出された判別データの各々とを比較し、類似度基準設定手段が設定した基準により、テクスチャ領域と判別窓に対応する組織との類似度を算出する。その他の作用は付記項 2 に記載の超音波画像処理装置と同じである。
- 45 【0110】本発明の付記項 4 に係る超音波画像処理装置の作用は、統計値算出手段は、学習データ算出手段によって学習窓ごとに算出された学習データの統計値を算出する。前記類似度基準設定手段は、この統計値から類似度を算出する基準を設定する。その他の作用は付記項 1、3 に記載の超音波画像処理装置と同じである。
- 55 【0111】本発明の付記項 6 に係る超音波画像処理装置の作用は、拡大手段は、超音波断層像を拡大する。学習窓設定手段は、拡大された超音波断層像より学習窓を設定する。判別窓設定手段が、拡大された超音波断層像より判別窓を設定する。その他の作用は付記項 1、2、3、4 に記載の超音波画像処理装置と同じである。
- 60 【0112】本発明の付記項 7 に係る超音波画像処理装置の作用は、類似度記憶手段は、類似度を、順次移動し設定される判別窓の座標ごとに記憶する。
- 65 【0113】表示手段は、類似度記憶手段によって記憶された類似度に応じ、超音波断層像の表示状態を変化させて表示する。その他の作用は付記項 1、2、3、4、6 に記載の超音波画像処理装置と同じである。
- 70 【0114】本発明の付記項 8 に係る超音波画像処理装置の作用は、判別領域指定手段は、判別窓が順次移動し設定される超音波断層像内の領域を指定する。その他の作用は付記項 1、2、3、4、6、7 に記載の超音波画像処理装置と同じである。
- 75 【0115】本発明の付記請求項 9 に係る超音波画像処理装置の作用は、3 次元処理手段は、複数の超音波断層像より超音波 3 次元画像を作成する。表示手段は、類似度記憶手段によって記憶された類似度に応じ、超音波 3 次元画像の表示状態を変化させて表示する。その他の作用は付記項 2、3 に記載の超音波画像処理装置と同じである。
- 80 【0116】本発明の付記項 10 に係る超音波画像処理装置の作用は、3 次元判別領域指定手段は、判別窓が順次移動し設定される連続した複数の超音波断層像内の超音波断層像もしくは超音波断層像内の領域を指定する。その他の作用は付記項 2、3、9 に記載の超音波画像処理装置と同じである。
- 85 【0117】
- 【発明の効果】以上説明したように本発明の超音波画像処理装置によれば、学習窓設定手段が異なる複数のテクスチャ領域上に学習窓を設定し、類似度基準設定手段が異なるテクスチャ領域上に設定された学習窓のテクスチャ特徴量の特徴空間内での分布により類似度を算出する基準を設定するので、正確かつ確実に、胃など管腔状臓器の表面や腫瘍など注目組織の境界を検出することができるといふ効果がある。
- 95

図の説明

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の一実施の形態に係る超音波画像処理装置の構成を示す構成図

【図 2】図 1 の超音波プローブの構成を示す構成図

【図 3】図 1 の組織性状診断装置の構成を示すブロック

図

【図4】図1のマウスが設定する窓を説明する説明図

【図5】図1の超音波プローブにより得られた超音波断層像を説明する説明図

5 【図6】図3の判別窓移動回路の作用を説明する説明図

【図7】図3の類似度基準設定回路の作用を説明する第1の説明図

【図8】図3の類似度基準設定回路の作用を説明する第2の説明図

10 【図9】図1の解析モニタに表示される超音波3次元画像の一例を示す図

【符号の説明】

1...超音波プローブ

2...フレキシブルシャフト

15 3...超音波振動子

4...シース

1 1...プローブ制御部

1 2...超音波観測装置

1 3...超音波断層像モニタ

20 1 4...組織性状診断装置

1 5...マウス

1 6...キーボード

1 7...ハードディスク装置

1 8...光磁気ディスク装置

25 1 9...解析画像モニタ

2 1...A/D変換器

2 2...断層像記憶回路

2 3...フレーム切換器

2 4...フレームメモリ

30 2 5...ズーム・回路

2 6...制御回路

2 7...第1切換器

2 8...解析画像作成回路

2 9...解析画像記憶回路

35 3 0...D/A変換器

3 1...同期信号生成回路

3 2...混合増幅回路

3 3...マウス制御回路

3 4...絶対位置算出回路

40 3 5...第2切換器

3 6...第3切換器

3 7...特徴量算出回路

3 8...第4切換器

3 9...学習データ記憶回路

45 4 0...平均値/分散値算出回路

4 1...判別窓移動回路

4 2...判別領域記憶回路

4 3...類似度基準設定回路

4 4...比較回路

50 4 5...類似度画像作成回路

4 6...第5切換器

4 7...外部記憶装置制御回路